

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号
特表2002-526225
(P2002-526225A)

(43)公表日 平成14年8月20日(2002.8.20)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード*(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 1 S 7/52		G 0 1 S 15/89	B 5 B 0 5 7
15/89		G 0 6 T 1/00	2 9 0 D 5 C 0 2 4
		3/00	3 0 0 5 C 0 5 4
G 0 6 T 1/00	2 9 0	H 0 4 N 7/18	Q 5 J 0 8 3
			審査請求 未請求 予備審査請求 未請求(全 28 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号	特願2000-574950(P2000-574950)
(86) (22)出願日	平成11年9月30日(1999.9.30)
(85)翻訳文提出日	平成12年5月31日(2000.5.31)
(86)国際出願番号	PCT/EP99/07474
(87)国際公開番号	WO00/20885
(87)国際公開日	平成12年4月13日(2000.4.13)
(31)優先権主張番号	60/102,923
(32)優先日	平成10年10月1日(1998.10.1)
(33)優先権主張国	米国(US)
(31)優先権主張番号	09/335,059
(32)優先日	平成11年6月17日(1999.6.17)
(33)優先権主張国	米国(US)

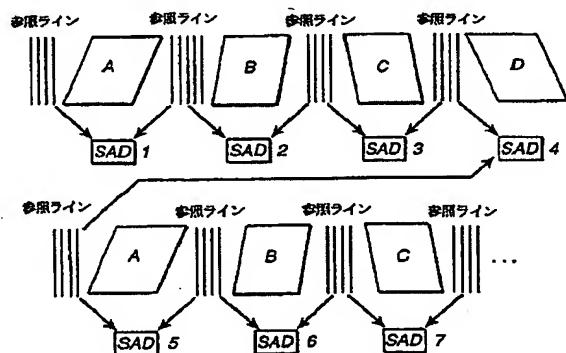
(71)出願人	コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V.
(72)発明者	オランダ国 5621 ベーアー アンド一 フエン フルーネヴァウツウェッハ 1
(72)発明者	ジャゴ, ジェイムズ アール オランダ国, 5656 アーー アンド一 フエン, プロフ・ホルストラーン 6
(72)発明者	エントリーキン, ロバート アール オランダ国, 5656 アーー アンド一 フエン, プロフ・ホルストラーン 6
(74)代理人	弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 プレ補正された空間合成を行なう超音波診断撮像システム

(57)【要約】

空間的に合成されるべきコンポーネント超音波画像が合成の前に位置ずれについて補正される超音波診断撮像システムが記載される。コンポーネント画像は、参照画像に対して位置合わせされるか、又は統合して位置合わせされ合成される中間合成画像を形成するよう位置合わせされる。位置ずれは、位置合わせされている画像フレームの関心領域について類似又は差異の度合いを表わす量を計算することによって、又は画像を位置合わせするために捕捉された参照ラインに基づいて検知される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の異なる視線方向で画像を捕捉するよう動作するアレイトランസデューサを含む超音波診断撮像システムであつて、

合成動作の前に合成画像のコンポーネント画像を空間的に位置合わせする再サンプリング部と、

該再サンプリング部に応答し、空間的に合成された画像を形成するよう異なる視線方向の画像を合成する合成画像プロセッサとを含む超音波診断撮像システム。

【請求項2】 該再サンプリング部は、コンポーネント画像を位置合わせされたコンポーネント画像の合成画像と空間的に位置合わせする手段を含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項3】 該合成画像プロセッサは、コンポーネント画像を、該コンポーネント画像が空間的に位置合わせされている合成画像と組み合わせる手段を含む、請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項4】 該再サンプリング部及び該合成画像プロセッサは、コンポーネント画像をそれらが捕捉された順序で位置合わせ及び合成する手段を含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項5】 該再サンプリング部は、空間的に隣接していないコンポーネント画像を位置合わせする手段を含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項6】 該再サンプリング部は、順次に捕捉されたコンポーネント画像を位置合わせする手段を含み、

該合成画像プロセッサは、順次的に捕捉及び位置合わせされたコンポーネント画像を合成する手段を含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項7】 該コンポーネント画像のうちの1つは参照画像を含み、該再サンプリング部は、他のコンポーネント画像を該参照画像と位置合わせする手段を含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項8】 該再サンプリング部及び該合成画像プロセッサは、中間合成画像を形成するようコンポーネント画像を位置合わせし組み合わせる

手段と、

中間合成画像を組み合わせる手段とを含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項9】 該再サンプリング部及び該合成画像プロセッサは、中間合成画像を位置合わせし組み合わせる手段を更に含む、請求項8記載の超音波診断撮像システム。

【請求項10】 該再サンプリング部及び該合成画像プロセッサは、時間的に隣接していない合成画像の対を位置合わせし組み合わせる手段を更に含む、請求項8記載の超音波診断撮像システム。

【請求項11】 該再サンプリング部は、コンポーネント画像フレーム間の類似又は差異の度合いを表わす量を計算するプロセッサを含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項12】 該再サンプリング部は、空間的に隣接したコンポーネント画像を位置合わせする手段を含む、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項13】 該コンポーネント画像と時間的に交互にされるよう参照画像データを捕捉する手段を更に含み、

該再サンプリング部は、該参照画像データに基づいてコンポーネント画像を空間的に位置合わせする、請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項14】 該参照画像データはコンポーネント画像の捕捉時点と捕捉時点との間に捕捉される参照ラインの群を含む、請求項13記載の超音波診断撮像システム。

【請求項15】 該参照ラインは、対応する空間的な整列を示す、請求項14記載の超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本願は、1998年10月1日出願の米国仮特許出願第60/102,923号に基づいて優先権主張するものである。本願は、「Method for correcting blurring of spatially compounded ultrasonic diagnostic images」なる名称の米国特許出願番号【ATL-196】と同日出願される。

【0002】

本願は超音波診断撮像システムに関連し、更に特定的には画像のブレが補正された空間的に合成された画像を生成する超音波診断撮像システムに関する。

【0003】

空間合成は、多数の視点又は角度から獲得された所与の目標の多数の超音波画像が、各角度から受信された合成画像目標の各点から受信されたデータを組み合わせることによって、单一の合成画像へ組み合わされる撮像技術である。空間合成の例は、米国特許第4649927号、第4319489号、及び第4159462号に記載されている。リアルタイム空間合成撮像は、略独立の空間的な方向から一連の部分的に重なり合うコンポーネント画像フレームを、コンポーネントフレームの電子ビームの操舵及び／又は電子的な平行移動を行なうためにアレイトランステューサを使用して高速に捕捉することによって行なわれる。コンポーネントフレームは、加算、平均化、ピーク検出、又は他の組合せ手段によって合成画像へ組み合わされる。合成画像の捕捉シーケンス及び形成は、捕捉フレーム速度、即ち選択された撮像の幅及び深さに亘る走査ラインの全必要量を捕捉するのに必要とされる時間によって制限される速度で連續的に繰り返される。

【0004】

合成画像は典型的には単一の視点からの従来の超音波画像よりも低いスペックル及びより良い正反射で反射体を描写する。合成画像を形成するために使用されるコンポーネントフレームが略独立であり平均化されていれば、スペックルはNのコンポーネントフレームを有する合成画像ではNの平方根ごとに減少する（即ちスペックル信号対雑音比は改善される）。コンポーネントフレームの独立の度合いを決定するために幾つかの規準が使用されうる（例えば、O'Donnell et al.

IEEE Trans. UFFC v. 35, no. 4, pp 470-76 (1988) を参照）。実際上、操舵された線形アレイを用いた空間合成撮像では、これはコンポーネントフレーム間の最小操舵角度を意味する。この最小角度は典型的には数度のオーダである。

【0005】

空間合成走査が画質を改善するための第2の方法は、反射境界の捕捉を改善することによるものである。例えば、湾曲した骨一軟組織境界は、超音波ビームが境界に対して丁度垂直である場合に強いエコーを発生し、ビームが垂直からわずか数度ずれている場合に非常に弱いエコーを発生する。これらの境界はしばしば湾曲しており、従来の走査では境界の小さな部分のみが可視である。空間合成走査は、境界のビューを多くの異なる角度から捕捉し、湾曲した境界をより大きな視野に亘って可視且つ連続的とする。角度の多様性がより大きいことは、一般的に反射目標の連続性を改善する。しかしながら、可能な角度の多様性はトランスデューサアレイ素子の許容角度によって制限される。許容角度は、トランスデューサアレイ素子のピッチ、周波数、及び構成方法に依存する。

【0006】

空間的に整列された画像を捕捉すること、又は受信された後に別々の画像を空間的に整列させることに関する課題はかなりのものである。空間的に合成された画像をリアルタイムで生成することが目的とされる場合、更に大きな課題がある。合成画像のフレーム速度がリアルタイムに見えるよう、画像処理は高速且つ効率的でなくてはならない。合成されるべき画像が捕捉されている間、心臓及び欠陥といった器官は連続的に動くため、合成画像は動きアーティファクトを受けうる。

【0007】

リアルタイム空間合成撮像に関する1つの問題は、各新しい合成画像フレームを生成するために幾つかの画像捕捉動作が必要とされるためである。Nのコンポーネントフレームからなる空間合成画像を捕捉するために必要とされる時間は、個々のコンポーネントフレームの夫々のために必要な時間よりも約N倍長い。合成画像の画質を最大限とするために概して多数のコンポーネントフレームを捕捉することが望ましい。しかしながら、合成されるべき画像は時間的に捕捉される

ため、画像を合成することによりブレのある結果としての画像が生成されうる。リアルタイム空間合成撮像において、捕捉されたコンポーネントフレームの中の共通の特徴が合成されるときに正確に重畠しないために画像のブレが生ずる。捕捉フレーム間の位置ずれは以下のような多数の理由によって生じうる。

【0008】

1. 捕捉中の走査ヘッド及び／又は患者の動きにより特徴は画像平面上で位置を移動しうる（平面上の動き位置ずれ）。この種類の位置ずれは、大域的（画像全体の平行移動及び／又は回転）又は局所的（心臓又は呼吸器の動き、又は走査ヘッドによる組織の圧縮による画像歪み）である。

【0009】

2. 音の速さに関する不正確な仮定により特徴は位置を移動し、特徴に軸方向及び角度的位置ずれ（SOS位置ずれ）が生じうる。この種類の位置ずれは、不正確な平均の音の速さ又は異なる組織の種類における局所的な音の速さの多様性によるものであります。

【0010】

従って、リアルタイム表示のために画像を合成するときに生ずるような原因からブレを防止することが所望である。

【0011】

本発明の原理によれば、合成動作の前にコンポーネントフレームを相互に位置合わせすることによる位置ずれ誤差の補正を通じて合成画像のブレが減少され画質が改善される。これは、画像位置合わせ技術を提供することによって可能である。画像位置合わせは、本願では2つの画像間の大局部的及び／又は局所的な変位情報を推定し、これらの画像を相互に合同とするよう一方（又は両方）の画像を歪ませる全ての処理を示す一般的な用語として理解される。変位を推定するために、相互関探索、ブロックマッチングアルゴリズム、最大輝度、及び特徴抽出及び追跡といった多くの技術が使用されうる。歪ませるためのアルゴリズムは、変位の性質及び大きさに基づいて1次の大局変換（平行移動及び／又は回転）又は高次（複雑な局所的歪み操作）でありうる。コンポーネントフレームは合成の前に相互に位置合わせされ、画質が改善される。

【0012】

まず図1を参照するに、本発明の原理に従って構築される超音波診断撮像システムが示される。アレイトランステューサ12を含む走査ヘッド10は、破線の矩形及び平行四辺形で示されるイメージフィールドに亘って異なる角度でビームを送信する。図中、3つの走査ラインの群A、B、Cが示され、各群は走査ヘッドに対して異なる角度で操舵されている。ビームの送信は、各ビームをアレイに沿った所定の原点から所定の角度で送信するようアレイトランステューサの各素子の位相調整及び作動時間を制御する送信器14によって制御される。各走査ラインに沿って戻るエコーはアレイの素子によって受信され、アナログ・ディジタル変換によってデジタル化され、デジタルビーム成形器16に結合される。デジタルビーム成形器は、アレイ素子からのエコーを遅延させ加算し、各走査ラインに沿って一連の合焦されたコヒーレントなデジタルエコーサンプルを形成する。送信器14及びビーム成形器16はシステムコントローラ18の制御下で動作し、システムコントローラ18は超音波システムのユーザによって操作されるユーザインターフェース20上の制御の設定に応答する。システムコントローラは、所望の角度、送信エネルギー、及び周波数において所望の数の走査ライン群を送信するよう送信器を制御する。システムコントローラはまた、用いられる開口及び画像深さについて受信されたエコー信号を正しく遅延させ組み合わせるようデジタルビーム成形器を制御する。

【0013】

走査ラインエコー信号は、関心となる周波数の帯域を決めるプログラム可能なデジタルフィルタ22によってフィルタリングされる。高調波造影剤を撮像するとき、又は組織高調波撮像を行なうとき、フィルタ22の通過帯域は送信帯域の高調波を通過するよう設定される。フィルタリングされた信号は検出器24によって検出される。望ましい実施例では、受信された信号が多数の通過帯域へ分離され、個々に検出され、周波数合成により画像スペックルを減少させるよう再び組み合わされるよう、フィルタ及び検出器は多数のフィルタ及び検出器を含む。Bモード撮像では、検出器24はエコー信号包絡線の振幅検出を行なう。ドップラー撮像では、画像中の各点についてエコーの集合が組み立てられ、ドップラ

ーション又はドップラーパワー強度を推定するためにドップラー処理される。

【0014】

本発明の原理によれば、ディジタルエコー信号はプロセッサ30において空間合成によって処理される。ディジタルエコー信号は最初にプリプロセッサ32によって前処理される。プリプロセッサ32は、所望であれば重み係数で信号サンプルを予め重み付けしてもよい。サンプルは、特定の合成画像を形成するのに使用されるコンポーネントフレームの数の関数である重み係数で予め重み付けされてもよい。プリプロセッサはまた、合成されるサンプル又は画像の数が変化する遷移を平滑化するよう1つの重なる画像のエッジにおけるエッジ線を重み付けしてもよい。前処理された信号サンプルは、再サンプリング部34において再サンプリングされる。再サンプリング部34は、一つのコンポーネントフレームの推定値又は表示空間の画素を空間的に再び整列させうる。これは、画像フレーム間に動きがある場合、画像内に動きがある場合、又は画像捕捉中に走査ヘッドの動きがある場合に所望である。

【0015】

再サンプリング後、画像フレームは組合せ部36によって合成される。組合せ動作は、加算、平均化、ピーク検出又は他の組合せ手段を含みうる。組み合わされるサンプルはまた、この段階において組み合わされる前に重み付けされてもよい。最後に、ポストプロセッサ38によって後処理が行なわれる。ポストプロセッサは、組み合わされた値を表示範囲である値へ正規化する。後処理は、ルックアップテーブルによって最も容易になされ、同時に圧縮及び合成された値の範囲を合成画像の表示に適した値の範囲へマッピングすることが行われうる。

【0016】

合成過程は、推定データ空間において、又は表示画素空間において実行されてもよい。望ましい実施例では、合成処理に続き、スキャンコンバータ30によってスキャンコンパートされる。合成画像は、推定値形式又は表示画素形式でシネループ（登録商標Cineloop）メモリ42の中に記憶される。推定値形式で記憶される場合、画像は表示のためにシネループメモリから再生された場合にスキャンコンパートされうる。スキャンコンバータ及びシネループメモリはまた、米国特

許第5, 485, 842号及び第5, 860, 924号に記載されるように空間的に合成された画像を3次元表現させるために使用されうる。スキャンコンバータに続き、空間的に合成された画像は、表示のためにビデオプロセッサ44によって処理され、画像ディスプレイ50上に表示される。

【0017】

図2は、図1の空間合成プロセッサ30の望ましい実施例を示す図である。プロセッサ30は、様々な方法で画像データを処理する1つ以上のデジタル信号プロセッサ60によって実施されることが望ましい。デジタル信号プロセッサ60は、受信された画像データを重み付けし、例えばフレーム間で画素を空間的に整列させるために画像データを再サンプリングする。デジタル信号プロセッサ60は、処理された画像フレームを、個々の画像フレームをバッファリングする複数のフレームメモリ62へ向ける。フレームメモリ62によって記憶されうる画像フレーム数は、合成されるべき画像フレーム最大数、例えば16、に少なくとも等しいことが望ましい。本発明の原理によれば、デジタル信号プロセッサは、画像表示深さ、最大の合成の領域の深さ、臨床用途、合成表示速度、動作モード、及び所与の時点において合成すべき画像数を決定するための捕捉速度を含む制御パラメータに応答する。デジタル信号プロセッサは、累積メモリ64中で合成画像として組み立てるためにフレームメモリ62中に記憶されるコンポーネントフレームを選択する。累積メモリ64中で形成される合成画像は、正規化回路66によって重み付け又はマッピングされ、次に所望の数の表示ビットへ圧縮され、所望であればルックアップテーブル(LUT)68によって再びマッピングされる。完全に処理された合成画像は、フォーマット化及び表示のためにスキャンコンバータへ送信される。

【0018】

本発明の原理によれば、合成画像を形成するために使用されるコンポーネントフレームの画像データは、合成動作よりも前にコンポーネントフレームを空間的に位置合わせするために再サンプリングされ、それにより重なり合う位置合わせされていない画像データのブレの影響を減少させることにより画質を改善させる。コンポーネント画像フレームの再サンプリング及び位置合わせはフレームメモ

リ62中に記憶されるコンポーネント画像に対して操作を行なうディジタル信号プロセッサ60のプログラミングによって行なわれる。最終的な位置合わせされ合成された画像は累積メモリ64中に記憶される。従来技術では、音の速さ又は弾性といった固有の組織性質を診断上のパラメータとして推定するため（例えばRobinson et al., Ult. in Med. & Biol., v. 17, no. 6, pp633-46 (1991) 及びOpahir et al., Euro. J. Ult., v. 3, pp49-70 (1996)）、又は静止「パノラマ」画像を生成するために走査ヘッドの動きを推定するために（例えば、米国特許第5,566,674号）、画像位置合わせ方法が使用されている。

【0019】

本発明によれば合成動作の前の画像位置合わせのために多くの可能な実施例がある。図3は、4つのフレーム捕捉シーケンスに対して適用される「参照フレーム」と称される1つの実施例を示す。合成のための4つの構成フレームは、図3中、時間的なシーケンスでA, B, C及びDとして示されている。コンポーネントフレームのうちの1つ（A）は「参照フレーム」と称され、続くフレーム（B, C, D）は捕捉されると歪まされ、それらの特徴はフレームAの対応する特徴と合同となる。フローチャートに示されるように、フレームBは捕捉されるとフレームAと位置合わせされ、次にフレームCが捕捉されフレームAと位置合わせされ、次にフレームBが捕捉されフレームAと位置合わせされる。4つの全ての構成フレームが捕捉され位置合わせされた後、整列されたフレームは合成される。この過程は、各新しい捕捉シーケンス（E, F, G, H、但し、Eは新しい参照フレームを示す）について繰り返される。或いは、参照フレームは各新しい捕捉シーケンス（B, D, C, E、但し、Bは参照フレームを示す；C, D, E, F、但し、Cは参照フレームを示す；以下同様）によって更新されうる。各4つのフレームシーケンスのうちの任意の1つのフレームが参照フレームとされうる。

【0020】

図4は、画像の対が位置合わせされ合成され、続いて以前に位置合わせされ合成された対を位置合わせ及び合成する第2の段階が行なわれる「ピラミッド」方法と称される第2の実施例を示す。図4は、4つのコンポーネント画像A, B,

C、及びDのためのピラミッド技術を示す図である。方法の第1の段階では、Aフレーム及びBフレームが位置合わせ及び合成され、次にCフレーム及びDフレームが位置合わせ及び合成される。U及びVとして示されるこれらの中間合成画像は次に位置合わせ及び合成され、最終合成画像を形成する。

【0021】

位置ずれ誤差の部分的な補正のみが許容可能であれば（又は全てのフレームの位置あわせが信頼性のないものであるという条件があれば）、第1の位置合わせ段階は省かれてもよく、計算要件がかなり減少される。その場合、時間的に隣接する画像A及びBが合成され、時間的に隣接する画像C及びDも合成される。結果として得られる2つの中間合成画像U及びVは次に位置合わせ及び合成される。他の変形例では、フレームA及びBを位置合わせし、続いてフレームC及びDを位置合わせし、位置合わせされたフレーム対を合成し、最後の位置合わせ段階を省き、単純に中間のU及びV画像を合成して最終合成画像を形成する。

【0022】

図7は、図中のA、C、B、Dフレームシーケンスが時間的に順次的であるが、時間的に隣接するフレームが空間的に隣接していない場合の本発明の更なる面を示す図である。即ち、フレームCの視線方向はフレームBの視線方向と角度的に同様ではないが、最初に共に合成されたフレームであるフレームAの視線方向とは明らかに異なる視線方向である。このことはB及びDフレーム対に対しても成り立つ。時間的に隣接していることは動きアーティファクトを減少させる一方で、より発散する視線方向は合成画像中の異方性を減少させる。

【0023】

図5は、順次的な位置合わせ及び合成段階によって合成画像がフレーム毎に累積される他の実施例を示す図である。図示される実施例では、画像A及びBが位置合わせされ合成され、第1の中間合成画像B'を形成する。画像B'は次に画像Cと位置合わせ及び合成され、更なる中間合成画像C'を形成する。画像C'は次に更なる画像Dと位置合わせ及び合成され、最終合成画像を形成する。

【0024】

図6は、各コンポーネントフレームが受けた位置合わせ変換が追跡及び記憶さ

れ、合成画像が現在のコンポーネントフレームによって更新される場合にコンポーネントフレームを完全に除去するために用いられる他の実施例を示す図である。図面の一番上に示されるように、フレームAの推定値をフレームBの推定値へ位置合わせするために必要な変換Uが計算され、フレームAをフレームBに位置合わせるために使用され、それにより2つのフレームが合成された画像B+A^Uが生成される。次に、合成画像B+A^UをフレームCに位置合わせする変換Vが計算され、位置合わせを行なうために使用され、それにより3つのフレームが合成された画像C+B^V+A^{UV}が生成される。

【0025】

ここでフレームAは変換U及びVによって処理されていることに注意されたい。本例では、3つのフレームが合成された画像が所望の結果であり、つまり、次のフレームDが合成画像と位置合わせされ組み合わされると、最初のフレームAは組合せから除去されることを意味する。これは2つの処理段階を含む。1つの段階では、合成画像C+B^V+A^{UV}をフレームDに位置合わせする変換Wが計算され、合成画像をフレームDへ位置合わせするために使用される。他の段階では、フレームAが以前に受けた変換を表わす変換UVWがフレームAに対して適用され、合成画像から減算される。変換はフレームデータが受けた全ての変換後のフレームAのデータの現在の位置を描写するため、組合せから全ての痕跡を除去する。フレームAのデータはこのように合成画像から全く除去され、D+C^W+B^{VW}の形式の新しい合成画像を残す。次の段階では、新しい3つのコンポーネントが合成された画像E+D^X+C^{WX}が生成され、この合成画像はフレームBが以前の位置合わせによって受けた変化を追跡する変換VWXの動作によってフレームBのデータを除去した後フレームC、D及びEからのデータを含む。各減算動作によって、最も古いフレームが受けた全ての変換を用いることによって最も古いコンポーネントフレームデータが除去され、各新しいコンポーネントフレームを加算することによって表示のための新しい合成画像が生成されることが分かる。この位置合わせ技術は、有利に、単一の合成画像累積器によって実施されえ、これは「Ultrasonic diagnostic imaging system with real time spatial compounding processor」なる名称の米国特許〔出願S N A T L-198〕に更に

詳細に記載されている。

【0026】

合成の前に位置合わせを行なう本発明の上述の実施例は、全てのコンポーネントフレームが高い類似の度合いを有する限り略同等に実行される。しかしながら、実際上、コンポーネントフレームは、以下に示すような組織の不均一性、異方性、又は散乱性の性質によって生成される「空間的アーティファクト」により、常に所望の高い度合いの相関を表示するわけではない。

【0027】

(1) 非常によく減衰させる組織（例えば胎児の肋骨、胆石、或る種の腫瘍等）は「音響陰影」と称される画像アーティファクトを生じうる。これらの陰影は超音波ビームの入射角に依存する方法に投影される。同一の目標に対する異なる入射角のコンポーネントフレームを含む空間合成画像は異なる場所に音響陰影を含み、コンポーネントフレーム間の相関の度合いを低下させる。陰影の位置合わせは実際の解剖学的構造の位置ずれを生じさせるため、音響陰影付けによる明らかな相関の度合いの低下は画像位置合わせ方法によっては補正されえない。

【0028】

(2) 腱、骨表面、及び血管の壁といった異方性の反射体は、正反射で鏡のように超音波を反射し、「ハイライトエコー」と称されるアーティファクトを生成する。ハイライトエコーは超音波入射角に依存して位置を移動し、コンポーネントフレーム間に相関の度合いの低下及び／又は明らかな位置ずれを形成する。かかる正反射目標が合成画像中でより連続的に見えるよう正反射目標の空間的に多様なビューを得ることが一般的に所望であるが、ハイライトアーティファクトによる結果としての相関の度合いの低下及び／又は位置ずれは、画像位置合わせ方法を混同させ、不正確な位置合わせ結果を生成しうる。

【0029】

(3) 組織内の分解されていない散乱体は、しばしば超音波画像に重畠される「テクスチャパターン」を生成する。このパターンのうちの幾らかは下に横たわる規則的又は半規則的な微細構造によるものであるが、その殆どは画像の望ましくないランダムな斑点状の「スペックル」として知られるものである。同一の組

織が独立の空間的な方向から撮像された場合、ランダムなスペックルパターンもまた独立であり、フレーム毎の相関の度合いの低下を生じ、これは不正確な位置合わせ結果に寄与しうる。

【0030】

これらの空間的なアーティファクトがある場合、合成する前に位置合わせする方法は全て同等に実行されるわけではない。例えば、図3に示される参照フレーム方法は、コンポーネントフレームが実質的に異なる方向から捕捉される場合は、信頼性のないものとされうる。陰影付け又は正反射の反射体からの結果としてのアーティファクトは、合成の前に正確な位置合わせが行なわれることを防止する。この場合、図4に示されるピラミッド方法は、合成の前に空間的に隣接するフレームを（より高い相関で）位置合わせし、続いて中間合成画像の位置合わせを行なうことによってより良く実行されうる。空間合成は、正反射の反射体をより完全に充填しスペックルを減少させることによって中間合成画像の質を改善させる傾向がある。このことは潜在的に、中間合成画像を最終的な位置合わせされた合成画像へ組み合わせる前の中間合成画像の位置合わせの質を改善する。

【0031】

フレーム毎の相関の度合いの低下の他の明らかな源は、画像平面に対して垂直な方向の走査ヘッドの動きによる（上昇する動きによる相関の度合いの低下）。臨床操作者が異常について探索しているとき（即ち「調査モード」では）、できる限り多くの組織ができる限り迅速に見るため、典型的にはプローブは上昇方向に非常に速く動かされる。上昇する動きによる相関の度合いの低下により、構造が走査平面から外へ移動するにつれ時間的に順次のコンポーネントフレームの相関の度合いがますます低下され、それらの対応する画像特徴が見えなくなる。再び、図3に示される参照フレーム方法は、捕捉シーケンス全体に亘る上昇する動きによる相関の度合いの低下により合成前の正確な位置合わせが防止されるため、信頼性のないものとされうる。図4に示されるピラミッド方法は、合成の前に時間的に隣接するフレームを（より高い相関で）位置合わせし、続いて中間合成画像の位置合わせを行なうことによってより良く実行される。

【0032】

図8に示される位置ずれを検知するための望ましい技術は、各コンポーネントフレームの間に散在する少数の「較正」ラインを捕捉することである。これらの較正ラインによって画成されるR O Iは望ましくは一定の視線方向から見られることが望ましく、S A D又は他のアルゴリズムを用いた位置ずれ検知のために使用される。図8に示されるように、コンポーネントフレーム間で捕捉される較正即ち参照ラインは、S A Dを計算するため、又は、コンポーネントフレームを捕捉するために必要とされる時間中に生じた位置ずれの度合いを測定するために用いられる。較正ラインは、一定のライン密度又は均一な角度でなくともよく、画像平面に亘って広く離間及び／又は散乱されえ、異なった角度であってもよい。まばらにサンプリングされたフレームは非常によく機能する。追加的なラインは全体のフレーム速度を下げるが、参照ラインの数が少ないため時間的な低下はさほど大きい必要はなく、いずれの場合も適応的なアプローチはユーザに満足のいく高いフレーム速度を与える。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の原理に従って構築される超音波診断撮像システムを示すブロック図である。

【図 2】

図1の空間合成プロセッサの望ましい実施例を示すブロック図である。

【図 3】

合成画像の全ての構成フレームを1つの参照フレームに対して位置合わせする方法を示すフローチャートである。

【図 4】

合成画像の構成フレームのピラミッド位置合わせを示すフローチャートである。

。

【図 5】

合成画像の構成フレームの順次式位置合わせを示すフローチャートである。

【図 6】

合成画像を形成するための順次的でない画像フレームのピラミッド位置合わせ

を示すフローチャートである。

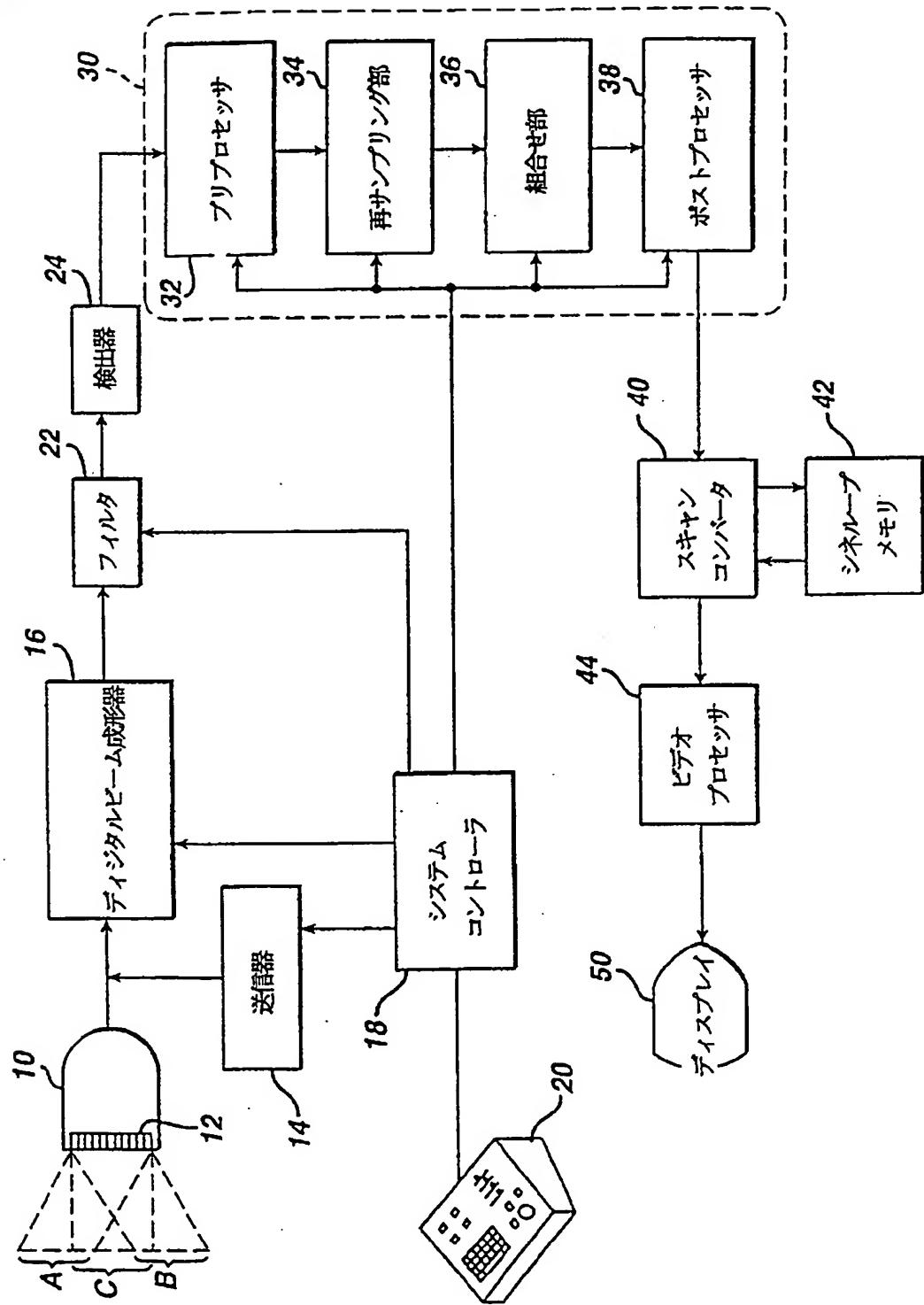
【図7】

新しいコンポーネントフレームの連続的な位置合わせ及び合成を合成画像から
の古いコンポーネントフレームの除去と共に示すフローチャートである。

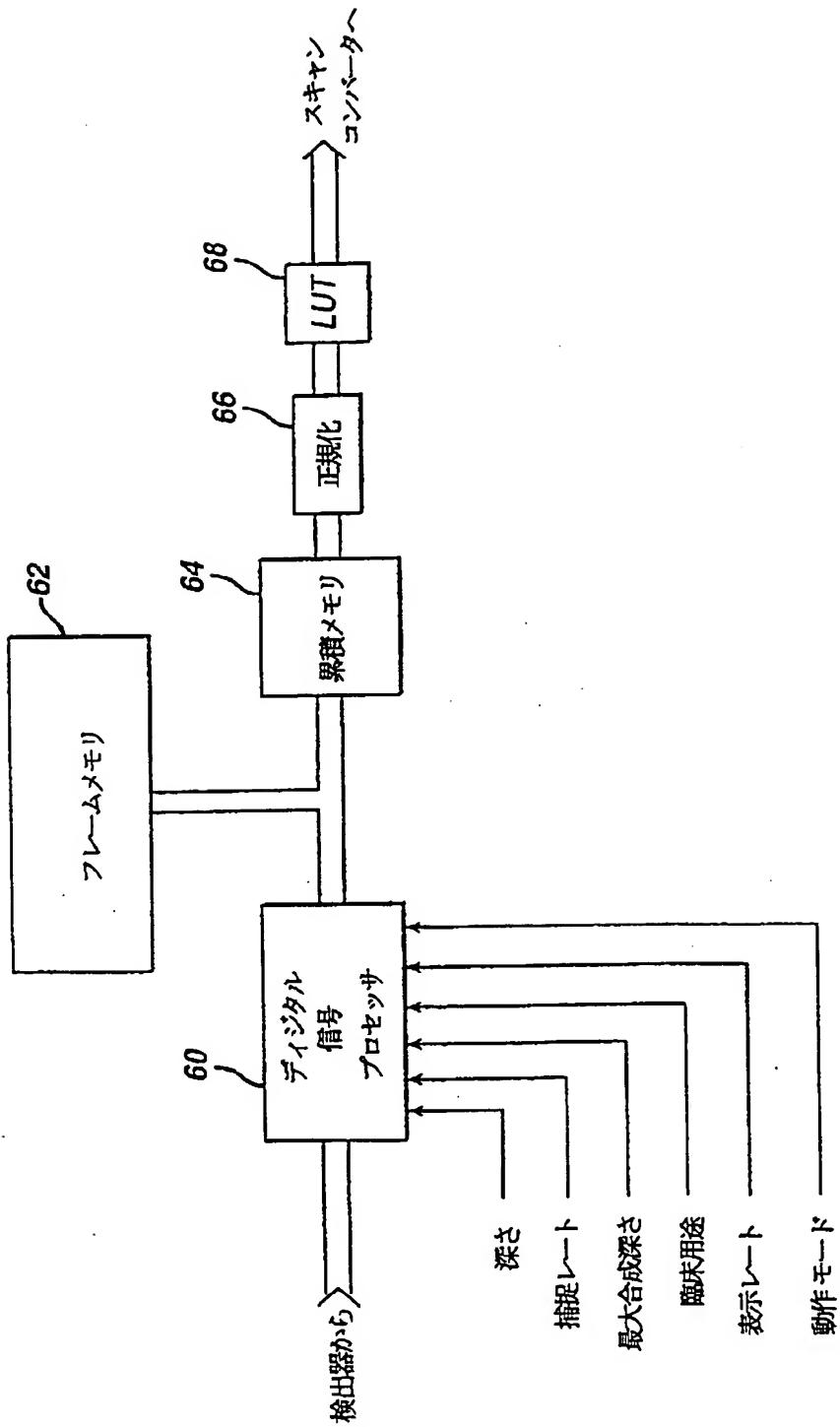
【図8】

画像位置合わせのための参照ラインの使用を示す図である。

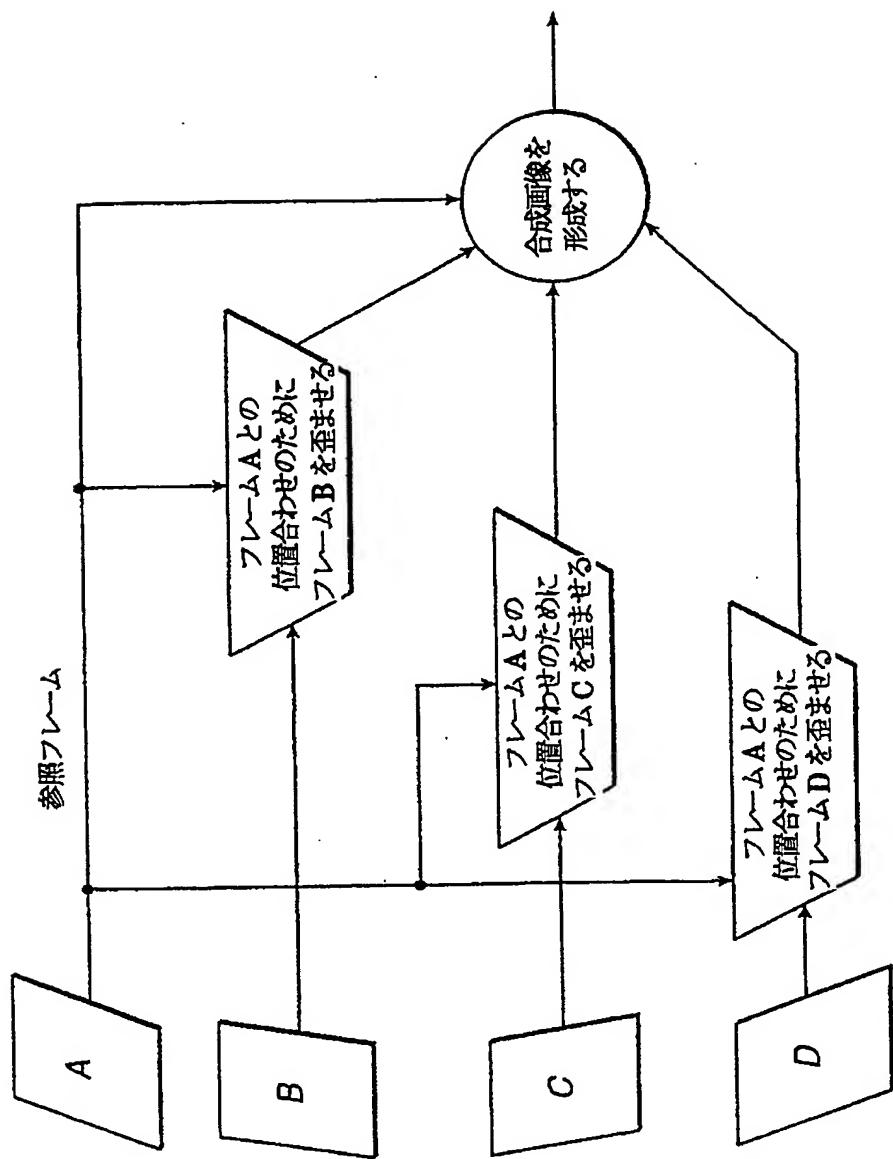
【図1】



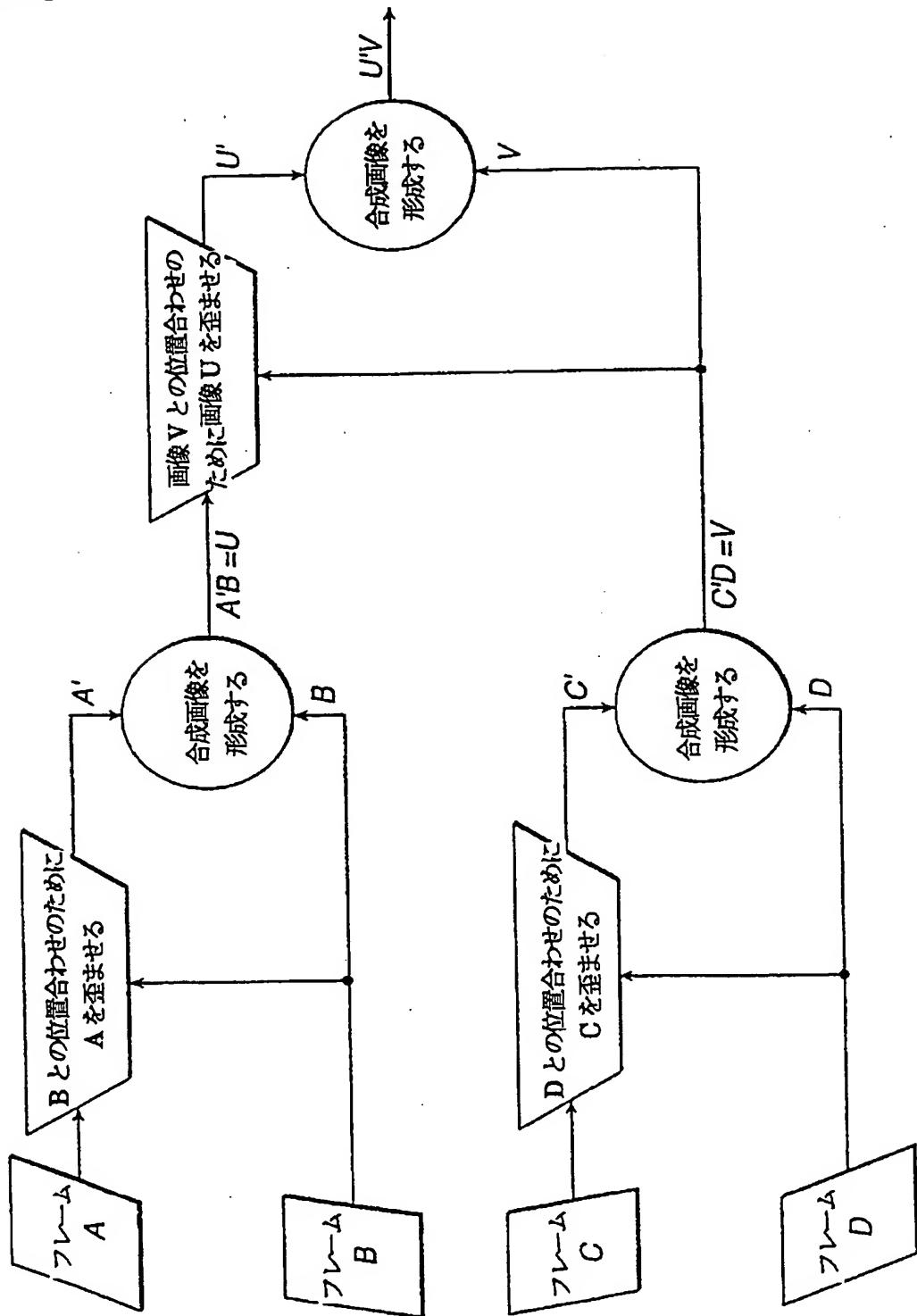
【図2】



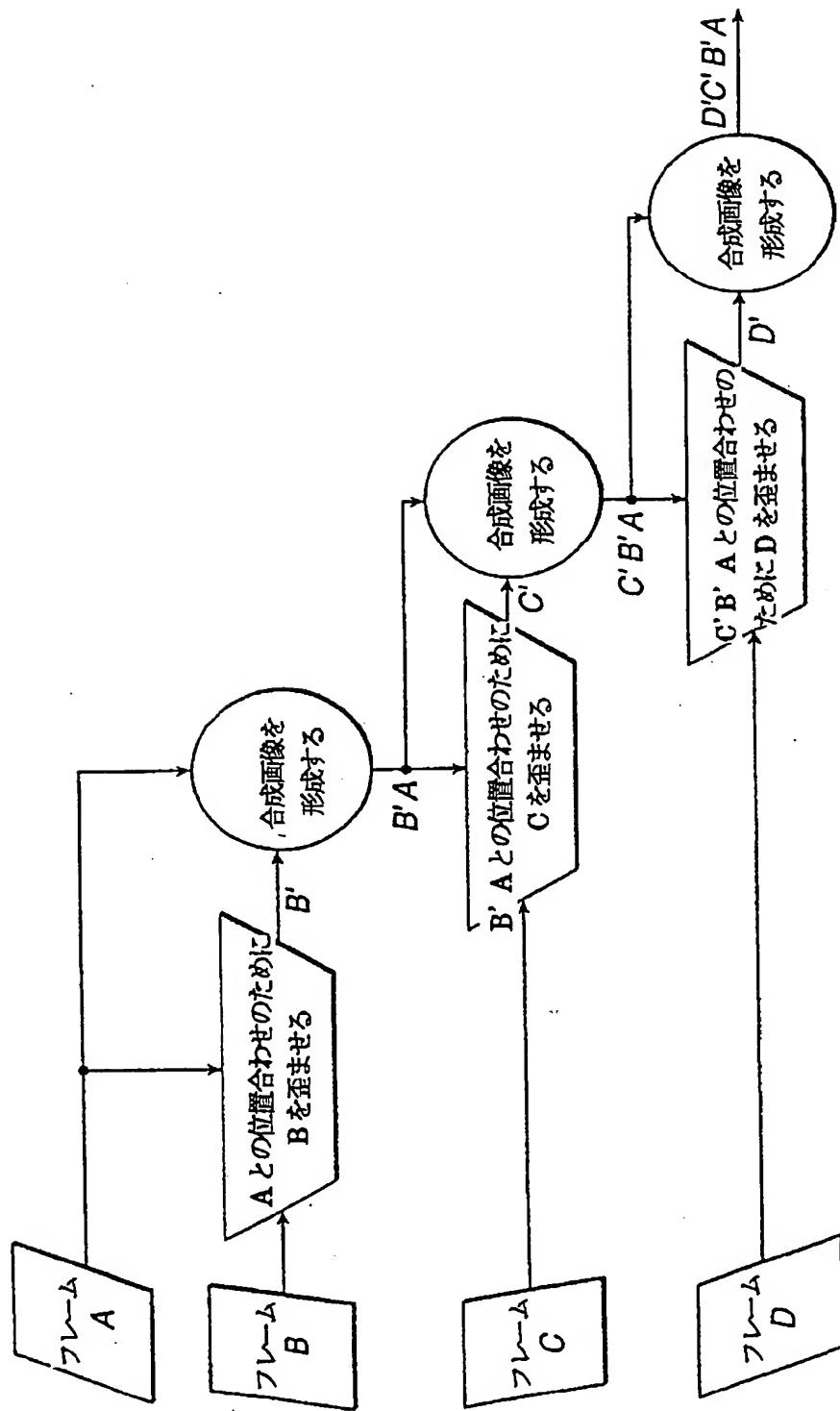
【図3】



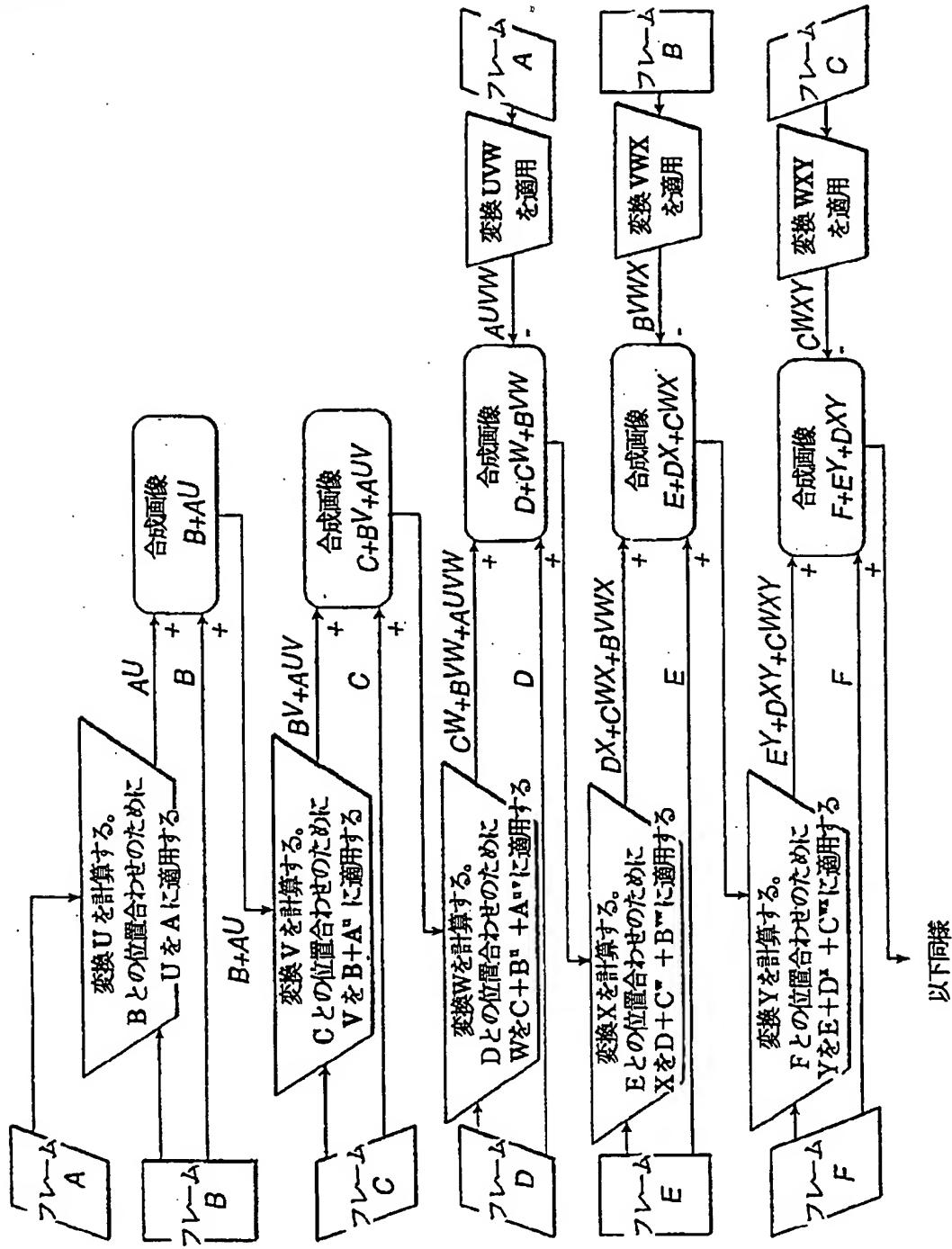
【図4】



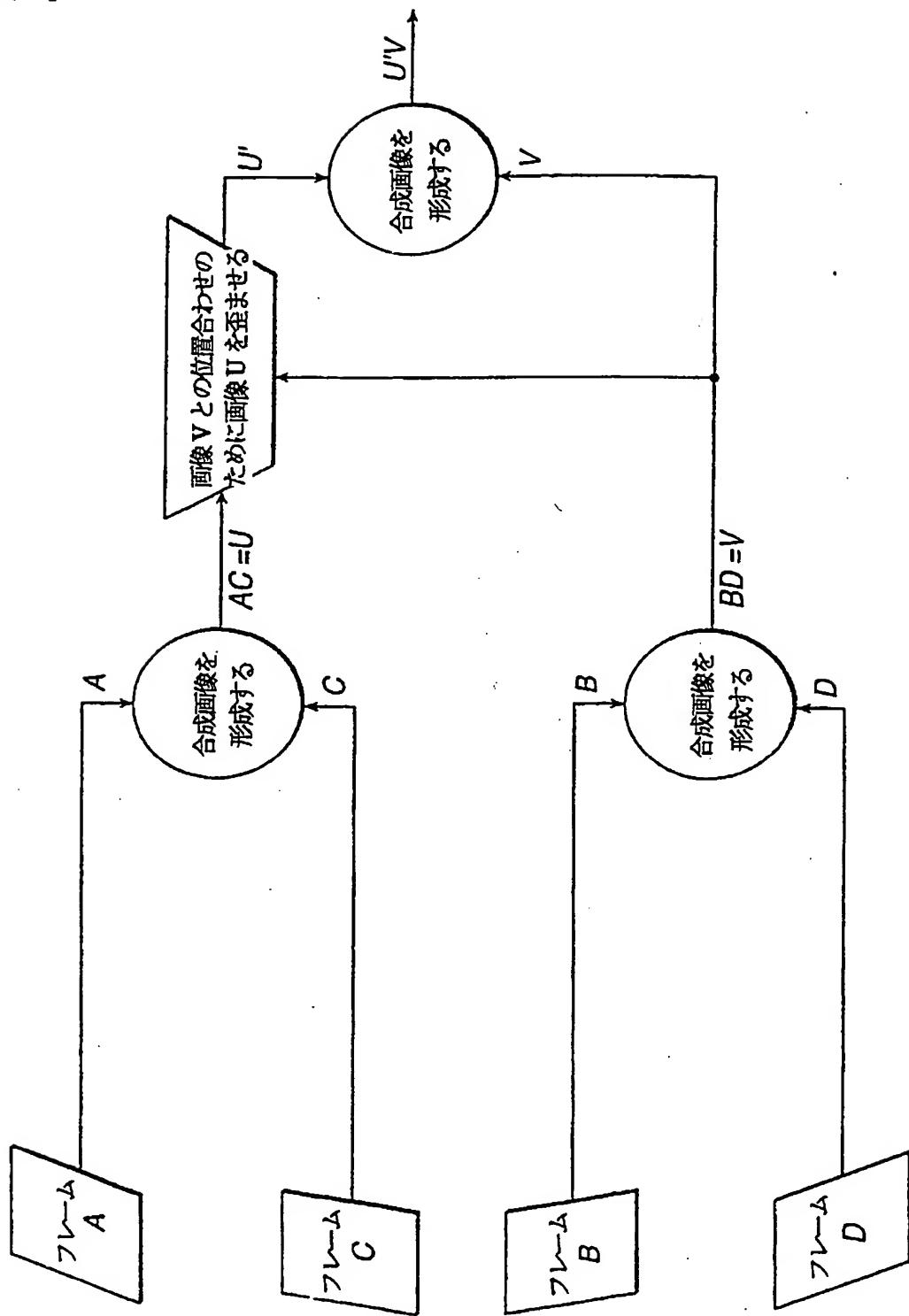
【図5】



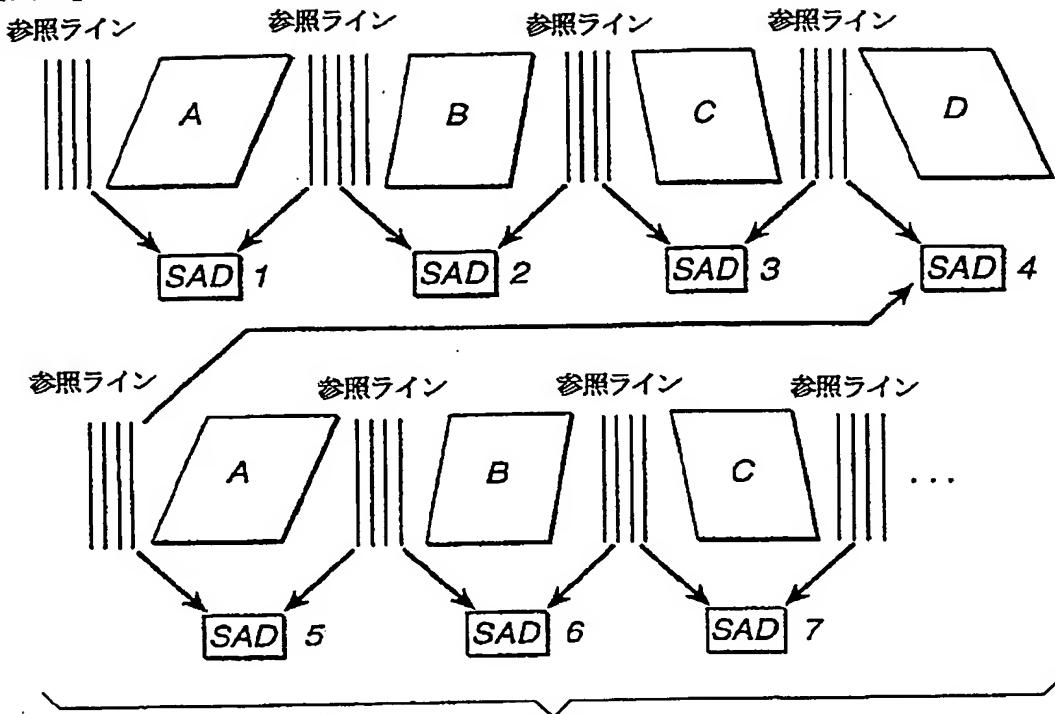
【図 6】



【図7】



【図8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int'l Appl. No.
PCT/EP 99/07474

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S7/52		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01S A61B G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 31 24 655 A (SIEMENS AG) 5 January 1983 (1983-01-05) page 10, line 16 -page 14, line 1; figures ---	1-4, 8-11
A	US 5 359 513 A (KANO AKIKO ET AL) 25 October 1994 (1994-10-25) column 4, line 56 -column 15, line 5; figures 1A-10,11 ---	5-7, 12-15
X	US 5 657 402 A (BENDER WALTER R ET AL) 12 August 1997 (1997-08-12) column 13 -column 20; figures 7,8 ---	1-4, 6, 9-11
A	US 5 538 004 A (BAMBER JEFFREY C) 23 July 1996 (1996-07-23) column 11 -column 15; figures ---	1-15
A	US 5 538 004 A (BAMBER JEFFREY C) 23 July 1996 (1996-07-23) column 11 -column 15; figures ---	1-7, 13-15
	-/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents :		
'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		
'E' earlier document but published on or after the International filing date		
'L' document which may throw doubt on priority claims(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		
'O' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
'P' document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed		
'T' later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention		
'X' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone		
'Y' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art		
'Z' document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 10 January 2000		Date of mailing of the international search report 14/01/2000
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5018 Patenttaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Te. 31 651 epo nl Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Devine, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 99/07474

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 779 641 A (HATFIELD WILLIAM THOMAS ET AL) 14 July 1998 (1998-07-14) abstract; claims; figures	1-15
A	ELAD M ET AL: "RESTORATION OF A SINGLE SUPERRESOLUTION IMAGE FROM SEVERAL BLURRED, NOISY, AND UNDERSAMPLED MEASURED IMAGES" IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, US, IEEE INC. NEW YORK, vol. 6, no. 12, page 1646-1658 XP000724632 ISSN: 1057-7149	1-15
A	MOSKALIK A ET AL: "REGISTRATION OF THREE-DIMENSIONAL COMPOUND ULTRASOUND SCANS OF THE BREAST FOR REFRACTION AND MOTION CORRECTION" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, US, NEW YORK, NY, vol. 21, no. 6, page 769-778 XP002060900 ISSN: 0301-5629 page 772 -page 773	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members				Int'l. and Application No. PCT/EP 99/07474
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
DE 3124655 A	05-01-1983	JP 58005649 A	13-01-1983	
US 5359513 A	25-10-1994	JP 7037074 A	07-02-1995	
US 5657402 A	12-08-1997	JP 8503088 T WO 9410653 A US 5920657 A JP 5304675 A	02-04-1996 11-05-1994 06-07-1999 16-11-1993	
US 5538004 A	23-07-1996	NOHE		
US 5779641 A	14-07-1998	DE 19819831 A JP 11028211 A	19-11-1998 02-02-1999	

フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7	識別記号	F I	マークコード(参考)
G O 6 T 3/00	3 0 0	H O 4 N 7/18	V
H O 4 N 7/18		5/31	

(81) 指定国 E P (A T, B E, C H, C Y,
D E, D K, E S, F I, F R, G B, G R, I E, I
T, L U, M C, N L, P T, S E), J P

(71) 出願人 G r o e n e w o u d s e w e g 1,
5621 B A E i n d h o v e n , T h
e N e t h e r l a n d s

F ターム(参考) 4C301 BB13 EE20 JC14 KK17
 5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12
 CA16 CB02 CB08 CB12 CB16
 CC01 CE06 CE08 CH02 CH11
 DA07 DB02 DB05 DB09 DC34
 5C024 AX09 CY44 DX06 EX17 EX45
 HX20 HX21 HX28 HX51 JX08
 5C054 AA05 CA08 CH01 CH05 CH08
 EA01 EB02 ED07 FC12 FC15
 FD02 FD05 FF02 FF03 HA12
 5J083 AA02 AB17 AC29 AD13 AE10
 BC02 BE14 BE38 BE56 BE58
 CA12 DC05 EA03 EA14 EB02